Desarrollo de una herramienta de simulación para explicar los procesos hemodinámicos en defectos cardiovasculares congénitos por medio de modelos empaquetados.

Resumen

Dentro de la multiplicidad de enfermedades del sistema cardiovascular se encuentran las patologías cardiovasculares congénitas, las cuales se manifiestan fundamentalmente en los niños. Un defecto cardíaco congénito es un problema con la estructura del corazón. Entre los defectos congénitos más comunes se encuentran: comunicación interventricular, comunicación interauricular y conducto arterioso persistente, los cuales abordamos en este trabajo.

Se implementó un circuito con dos ventrículos y dos aurículas separadas de la circulación sistémica y pulmonar, todo esto con el objetivo de desarrollador una simple estrategia educativa que permite a través de un circuito eléctrico y la aplicación de la ley de Kirchhoff de corrientes y la ley de Ohm enseñar a simular el comportamiento de los procesos de diástole y sístole del sistema cardiovascular en los defectos cardiovasculares congénitos antes mencionados.

Como resultado de lo anterior obtuvimos las ecuaciones diferenciales que rigen los procesos de diástole y sístole del proceso cardiovascular para esos defectos.

Palabras Clave: Sistema cardiovascular, defectos congénitos, hemodinámica, enseñanza, aprendizaje.

Abstract

Among the multiplicity of diseases of the cardiovascular system are congenital cardiovascular diseases, which are manifested primarily in children. A congenital heart defect is a problem with the structure of the heart. Among the most common congenital defects are: ventricular septal defect, atrial septal defect and patent ductus arteriosus, which we address in this paper.

A circuit was implemented with two ventricles and two separate atria of the systemic and pulmonary circulation, all with the objective of developing a simple educational strategy that allows through an electric circuit and the application of Kirchhoff's law of currents and the law of Ohm teach simulate the behavior of the diastole and systole processes of the cardiovascular system in the aforementioned congenital cardiovascular defects.

As a result of the above, we obtained the differential equations that govern the diastole and systole processes of the cardiovascular process for these defects.

Keywords: Cardiovascular system, congenital defects, hemodynamics, teaching, learning.

Katerina Caridad Gómez Pérez [1,a] / Ricardo José Silva Bustillos [2,b]/ Antonio José D'Alessandro Martínez [3,c]/ Ángela Sagrat Chikhani Coello [1,d]

Recibido el 27/Julio/2018 // Aceptado el 27/Agosto/2018

1 Universidad Simón Bolívar, Sede del Litoral.
2 Valencia College
3 Universidad Central de Venezuela
a Docente del Departamento de Tecnología Industrial
b Docente de Biología
c Docente de Fisiología de la Facultad de Medicina
d Departamento de Tecnología Industrial

Correspondencia
Katerina Caridad Gómez Pérez
Universidad Simón Bolívar, Sede del Litoral.
Email: kgomez@usb.ve
Caracas - Venezuela

Introducción

Las valvulopatías son las enfermedades propias de las válvulas del corazón. La función de las válvulas del corazón es abrirse y cerrarse correctamente durante el ciclo cardiaco. Esto permite el paso de la sangre de una cavidad a otra y que pueda avanzar sin retroceder.
Las válvulas pueden estropearse por infecciones, por traumatismos, por envejecimiento, entre otras causas. Hace años la causa fundamental era la fiebre reumática, una enfermedad infrecuente ahora en los países desarrollados.
Las cuatro válvulas del corazón que pueden tener enfermedades son:
Válvula mitral: separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo
Válvula aórtica: separa el ventrículo izquierdo de la arteria aorta
Válvula pulmonar: separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar
Válvula tricúspide: separa la aurícula derecha del ventrículo derecho

Las valvulopatías se dividen en estenosis y en insuficiencias o regurgitación. En nuestro trabajo solo tomaremos en cuenta las regurgitaciones, las cuales explicaremos a continuación.

Regurgitación tricúspide:en esta patología también conocida como insuficiencia tricúspide o tricuspídea,hay un paso anormal de sangre desde el ventrículo derecho hacia la aurícula derecha en sístole por fallo de un cierre de la válvula tricúspide.

Regurgitación pulmonar:en esta valvulopatía, también denominada insuficiencia pulmonar, existe un flujo anormal de sangre desde la arteria pulmonar ventrículo derecho en diástole por fallo de la válvula pulmonar.

Regurgitación mitral: La regurgitación mitral, también llamada insuficiencia mitral, o incompetencia mitral,es una afección en que la válvula mitral del corazón no cierra bien, lo que hace que la sangre regrese a dicho órgano.

Regurgitación aórtica: La regurgitación aortica, también llamada insuficiencia aortica, o incompetencia aortica, es una enfermedad que ocurre cuando la válvula aórtica del corazón no cierra bien. La insuficiencia de la válvula aórtica permite que parte de la sangre que se bombeó desde la cavidad de bombeo principal del corazón (el ventrículo izquierdo) se devuelva nuevamente hacia este.

Los modelos matemáticos son herramientas de gran utilidad para la investigación y la comprensión de sistemas de cierta complejidad. Existen varios modelos para el estudio del sistema cardiovascular que mejorar el conocimiento del mismo en lo que a su fisiología se refiere (1, 2, 3). Estos modelos permiten al usuario comprender de manera sencilla, los complejos mecanismos que gobiernan el funcionamiento del sistema cardiovascular tanto en condiciones normales como en condiciones patológicas. Los modelos descritos en (1, 2, 3), están elaborados con circuitos electrónicos.

Los circuitos electrónicos, en este caso, se utilizan con dos propósitos: estudiar el comportamiento normal (4, 5, 6, 7) y el comportamiento patológico del sistema cardiovascular (8, 9, 10, 11). Modelar tanto las enfermedades cardiovasculares como el comportamiento normal de dicho sistema se ha logrado utilizando modelos complicados que se basan en la solución de complejos sistemas de ecuaciones y grandes circuitos.

El objetivo de este trabajo, así como su contenido general se basa en mostrar una forma sencilla de abordar la simulación de las regurgitaciones valvulares en el sistema cardiovascular utilizando un circuito electrónico bien sencillo y explicando los procesos de diástole y sístole de manera bien fácil de comprender y obtener las gráficas del comportamiento mecánico del sistema cardiovascular en dichas patologías de forma no invasiva.

Métodos

El circuito electrónico que se usó en nuestro trabajo para la explicación de los procesos del sistema cardiovascular es un circuito simplificado, basado en los principios de

analogías equivalentes entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos, la ley de Ohm y la ley Kirchhoff de corrientes.

Un modelo basado en la comprensión de los fundamentos de la dinámica del flujo sanguíneo o hemodinámica es importante para estudiar el comportamiento normal del sistema cardiovascular y además diagnosticar enfermedades del mismo. Los modelos del sistema cardiovascular, en última instancia, ayudan a entender están condiciones y de esta forma mejorar los tratamientos.

De la gran gama de modelos existentes, los modelos de parámetros concentrados se han convertido en una forma fácil y práctica de analizar la hemodinámica del sistema cardiovascular. En general, los modelos cardiovasculares, están constituidos de dos conjuntos principales: el primero es el sistema hemodinámico, en el cual nos basaremos en este artículo y el segundo es el control nervioso autonómico, que no abordaremos aquí.

La hemodinámica de los vasos sanguíneos puede ser representada por la relación entre la presión arterial y el flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular. En los modelos de parámetros concentrados los elementos hemodinámicos del sistema cardiovascular son caracterizados por elementos equivalentes representados por circuitos eléctricos, lo cual se conoce como analogías entre circuitos hidráulicos y eléctricos [1], [2].

El voltaje, la corriente, la carga, la resistencia y la capacitancia en el circuito electrónico son, respectivamente, equivalentes a la presión sanguínea, el flujo sanguíneo, el volumen, la resistencia y la compliance en el sistema cardiovascular.

La correlación entre las características eléctricas del sistema y sus contrapartes mecánicas son las siguientes:

$1\ \mathrm{Volt}$ equivale a $10\ \mathrm{mm\ de\ Hg}$ (presión-voltage)
$1\mu\mathrm{As}$ equivale a $100\ \mathrm{ml}$ (volumen-carga eléctrica)
$1\mu\mathrm{A}$ equivale a $100\ \mathrm{ml/seg}$ (flujo-corriente)
$1\mu\mathrm{F}$ equivale a $100\mathrm{ml}/10\ \mathrm{mmg}$ (distensdad-capacitancia)

$1\mathrm{M}\Omega$ equivale a $1\mathrm{U}$ (resistencia-resistencia eléctrica)

$1\mathrm{M}\Omega$.seg equivale a $1\mathrm{U}$.seg (inertancia-inductancia)

Se partió de un modelo simple, elaborado a partir del modelo planteado en (5). El modelo que aquí se muestra posee las siguientes simplificaciones:

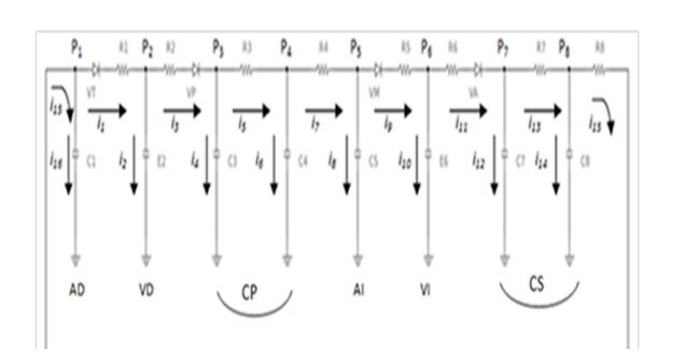
- El modelo solo está compuesto de las dos aurículas, los dos ventrículos, la circulación pulmonar, la circulación sistémica y las válvulas mitral, tricúspide, aórtica y pulmonar.
- El flujo sanguíneo tiene características Newtonianas.
- El modelo no tiene conexión con baro receptores, ni con el sistema nervioso central.
- Los vasos tanto de la circulación sistémica como de la circulación arterial se consideraron como cilindros simples de paredes elásticas.
- Se aseguró mediante la inclusión de los diodos, por medio de los cuales se simularon las válvulas en los circuitos del modelo, que el flujo sanguíneo fuera unidireccional.
- Se utilizó una secuencia repetitiva con capacitancias constantes (aurículas y vasos) y elastancia contantes (ventrículos) para representar la sístole y la diástole en el modelo.

Por otro lado debemos señalar que para la simulación de los ventrículos se utilizó la curva de elastancia en forma exponencial tomada de (10)

Resultados

El modelo utilizado en este estudio se muestra en la figura 2 donde C1 es la aurícula derecha (AD), E2 es el ventrículo derecho (VD), C3 y C4 representan los vasos de la circulación pulmonar (CP), C5 es la aurícula izquierda (AI), E6 es el ventrículo izquierdo (VI); C7 y C8 son los vasos de la circulación sistémica (CS).

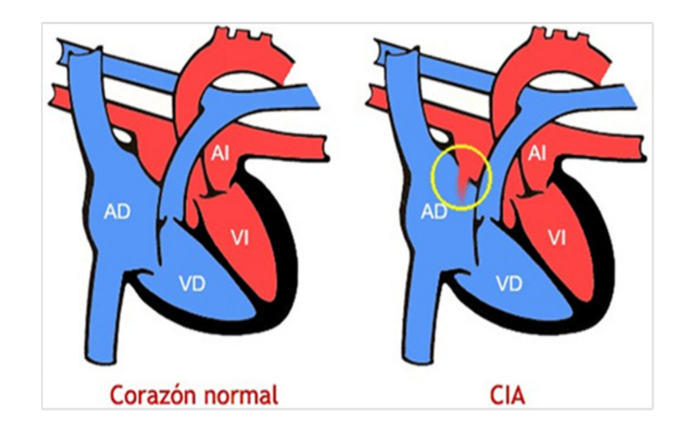
Figura 1. Modelo eléctrico utilizado este estudio, simplificado del modelo de Gómez y D'Alessandro (5).



Como mencionamos con anterioridad es importante simular los procesos cardiovasculares de la forma más adecuada posible. Con la estrategia docente que mostraremos a continuación, basada en la ley de Ohm y la ley de Kirchhoff de corrientes y la representación de circuitos equivalentes podemos lograr diseñar modelos del sistema cardiovascular y estudiar por medio de estas simples ecuaciones el comportamiento patológico del sistema, como describiremos en este caso.

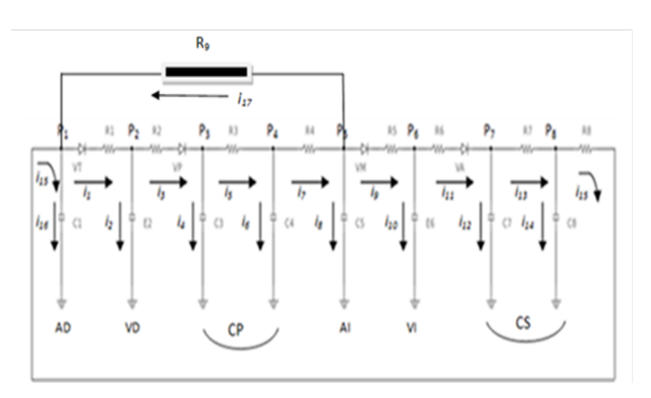
Comunicación interauricular: En la figura 2 mostramos una representación esquemática de la comunicación interauricular.

Figura 2. Comunicación interauricular.



Este defecto se representa colocando un conductor con una resistencia (R9) entre la aurícula derecha (C1) y la aurícula izquierda (C5) y la corriente i17 en sentido contrario al flujo. El diagrama circuital que representa a dicho defecto y las ecuaciones que lo describen se muestran a continuación.

Figura 3. Diagrama circuital de la comunicación interauricular



Sístole

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4) = \frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8} - \frac{1}{R_4}\right) - \frac{P_5}{R_9} \quad (1)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_2}{R_2} - \frac{P_3}{R_2} \quad (2)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3.C_3) = \frac{P_2}{R_2} - P_3\left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_3}\right) + \frac{P_4}{R_3} \quad (3)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_5} \quad (4)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_4} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_4}{R_4} - \frac{P_1}{R_9} \quad (5)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = \frac{P_6}{R_6} + \frac{P_7}{R_6} \quad (6)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7) = \frac{P_6}{R_6} - P_7\left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_7}\right) + \frac{P_8}{R_7} \quad (7)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \quad (8)$$

Diástole

$i_3 = i_{11} = 0$, porque la válvula aórtica y pulmonar están cerradas respectivamen te. Las ecuaciones son idénticas a las del comportamiento normal.

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_5} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_6}{R_5} - \frac{P_1}{R_9} \quad (9)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_1}{R_1} - \frac{P_2}{R_1} \quad (10)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3 \cdot C_3) = \frac{-P_3}{R_3} + \frac{P_4}{R_3} \qquad (11)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4 \cdot C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4 \left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_4} \qquad (12)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5 \cdot C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5 \left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_5} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_6}{R_5} - \frac{P_1}{R_9} \qquad (13)$$

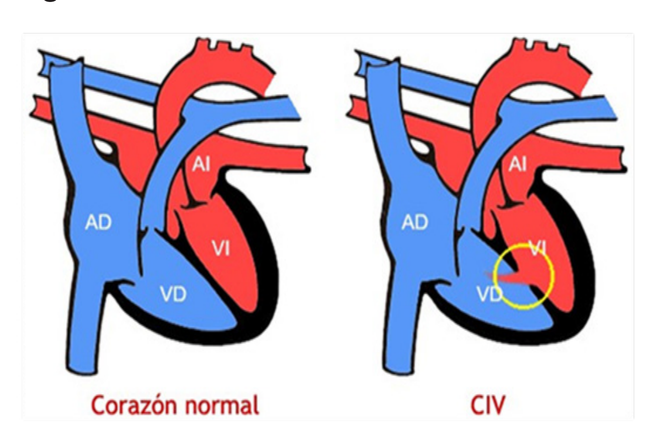
$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = \frac{P_5}{R_5} - \frac{P_6}{R_5} \qquad (14)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7 \cdot C_7) = \frac{-P_7}{R_7} - \frac{P_8}{R_7} \qquad (15)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8 \cdot C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8 \left(\frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_8} + \frac{P_1}{R_8}\right) \qquad (16)$$

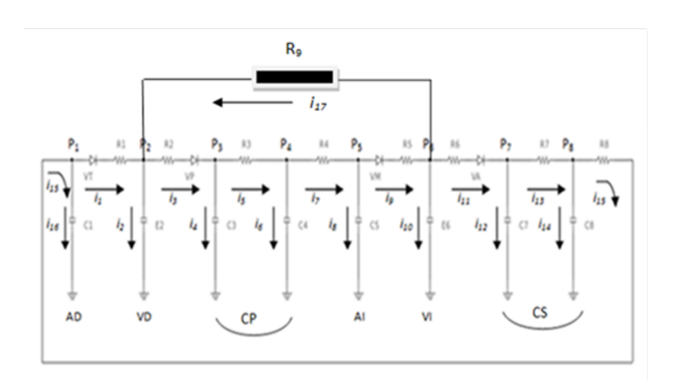
Comunicación interventricular: En la figura 4 mostramos una representación esquemática de la comunicación interventricular.

Figura 4. Comunicación interventricular.



Este defecto se representa colocando un conductor con una resistencia (R9) entre el izquierdo derecho (E2) y el ventrículo izquierdo (E6) y la corriente i17 en sentido contrario al flujo. El diagrama circuital que representa a dicho defecto y las ecuaciones que lo describen se muestran a continuación.

Figura 5. Diagrama circuital de la comunicación interventricular



Sístole

i1= i9 =0, porque la válvula tricúspide y mitral están cerradas

$$\frac{d(P_4 \cdot C_4)}{d_t} = \frac{P_8}{R_8} - \frac{P_5}{R_8} \qquad (17)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = -P_2 \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_3}{R_3} - \frac{P_6}{R_9} \qquad (18)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3 \cdot C_3) = \frac{P_2}{R_2} - P_3 \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_3}\right) + \frac{P_4}{R_3} \qquad (19)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4 \cdot C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4 \left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_5} \qquad (20)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5 \cdot C_5) = \frac{P_4}{R_4} - \frac{P_1}{R_9} \qquad (21)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = -P_6 \left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_7}{R_6} - \frac{P_2}{R_9} \qquad (22)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7 \cdot C_7) = \frac{P_6}{R_6} - P_7 \left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_7}\right) + \frac{P_8}{R_7} \qquad (23)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8 \cdot C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8 \left(\frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \qquad (24)$$

Diástole

$i_3 = i_{11} = 0$, porque la válvula aórtica y pulmonar están cerradas respectivamente.

$$\frac{d}{d_t}(P_1 \cdot C_1) = \frac{P_8}{R_8} - P_1 \left(\frac{1}{R_8} + \frac{1}{R_1}\right) + \frac{P_2}{R_1} \qquad (25)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_1}{R_1} - P_2 \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2}\right) - \frac{P_6}{R_9} \qquad (26)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3 . C_3) = \frac{-P_3}{R_3} + \frac{P_4}{R_3} \quad (27)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4 . C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_4} \quad (28)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5 . C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_5}\right) + \frac{P_6}{R_5} \quad (29)$$

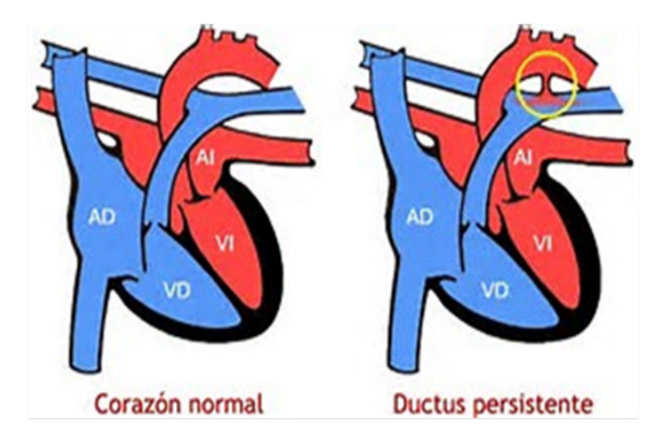
$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_1}{R_1} - P_2\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2}\right) - \frac{P_6}{R_9} \quad (30)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7 . C_7) = \frac{-P_7}{R_7} - \frac{P_8}{R_7} \quad (31)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8 . C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \quad (32)$$

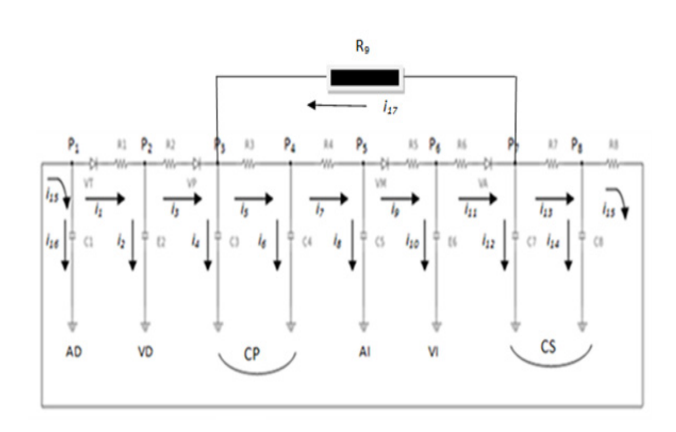
Conducto arterioso persistente: En la figura 6 mostramos una representación esquemática del conducto arterioso persistente.

Figura 6. Ductus arteriosos persistente.



Este defecto se representa colocando un conductor con una resistencia (R9) entre la arteria pulmonar (C3) y la arteria aorta (C7) y la corriente i17 en sentido contrario al flujo. El diagrama circuital que representa a dicho defecto y las ecuaciones que lo describen se muestran a continuación.

Figura 7. Diagrama circuital del conducto arterioso persistente



Sístole

$i1 = i9 = 0$, porque la válvula tricúspide y mitral están cerradas respectivamente.

$$\frac{d(P_1 . C_1)}{d_t} = \frac{P_8}{R_8} - \frac{P_1}{R_8} \quad (33)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = -\frac{P_2}{R_2} - \frac{P_3}{R_2} \quad (34)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3 . C_3) = \frac{P_2}{R_2} - P_2\left(\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_4}{R_3} - \frac{P_7}{R_9} \quad (35)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4 . C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_5} \quad (36)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5 . C_5) = \frac{P_4}{R_4} - \frac{P_5}{R_5} \quad (37)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = -\frac{P_6}{R_6} + \frac{P_7}{R_6} \quad (38)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7 . C_7) = \frac{P_6}{R_6} - P_7\left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_8}{R_7} - \frac{P_3}{R_9} \quad (39)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8 . C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \quad (40)$$

Diástole

$i_3 = i_{11} = 0$, porque la válvula aórtica y pul monar están cerradas respectivamente

$$\frac{d}{d_t}(P_1 . C_1) = \frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8} + \frac{1}{R_1}\right) + \frac{P_2}{R_1} \quad (41)$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_1}{R_1} - \frac{P_2}{R_1} \quad (42)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3.C_3) = -P_3\left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_4}{R_3} - \frac{P_7}{R_9} \qquad (43)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_4} \qquad (44)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_5}\right) + \frac{P_6}{R_5} \qquad (45)$$

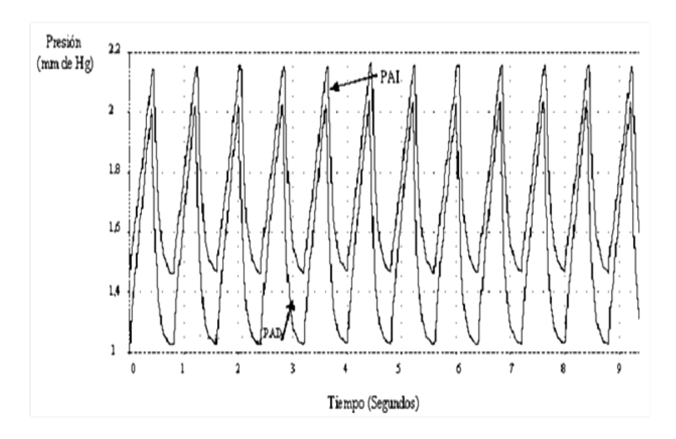
$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = \frac{P_5}{R_5} + \frac{P_6}{R_5} \qquad (46)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7) = -P_7\left(\frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_9}\right) + \frac{P_8}{R_7} - \frac{P_3}{R_9} \qquad (47)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \qquad (48)$$

A partir de las simulaciones realizadas se obtuvieron los siguientes gráficos del comportamiento mecánico del sistema cardiovascular para las patologías analizadas. Dichos gráficos se observan en las figuras 8, 9 y 10.

Figura 8. Gráfica de presión en función del tiempo para la aurícula derecha y la aurícula izquierda en la comunicación interauricular obtenida con el modelo propuesto en este trabajo. PAI: Presión en la Aurícula Izquierda. PAD: Presión en la Aurícula Derecha.



. Gráfica de presión en función del tiempo para el ventrículo derecho y el ventrículo izquierdo: comunicación interventricularobtenida con el modelo propuesto en este trabajo. PVI: Presión del Ventrículo izquierdo, PVD: Presión del Ventrículo Derecho

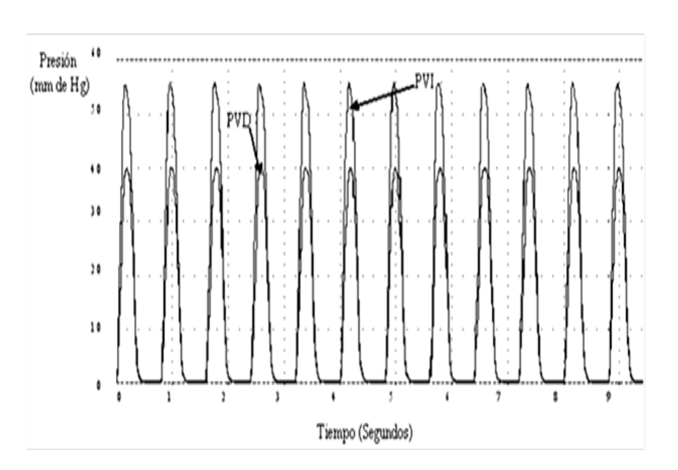
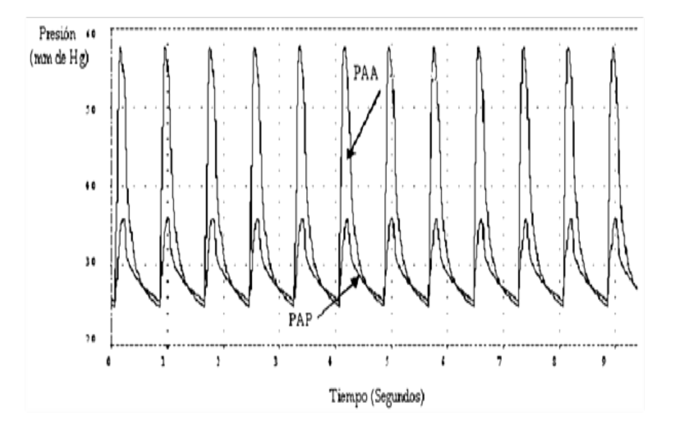


Figura 10. Gráfico de presión en función del tiempo para la arteria pulmonar y la arteria aorta: conducto arterioso persistenteobtenido con el modelo propuesto en este trabajo.



Discusión

Comunicación Interauricular: En niños y adultos normales la presión auricular derecha es un poco menor que la izquierda, sin embargo, cuando está presente el defecto se produce una desviación del flujo desde la aurícula izquierda hacia la aurícula derecha, lo cual genera una sobrecarga de volumen y aumento progresivo de la presión auricular derecha manteniéndose siempre por debajo de la presión auricular izquierda lo cual puede verse claramente en la figura 8 obtenida con nuestro modelo.

Comunicación Interventricular: En condiciones normales la presión ventricular derecha es mucho menor que la izquierda, ver figura 9. Sin embargo, cuando hay presencia del defecto la presión sistólica ventricular derecha aumenta mucho y casi se iguala a la presión sistólica ventricular izquierda

que disminuye mucho su valor lo cual puede observarse en la figura 10 obtenida con nuestro modelo.

Conducto arterioso persistente: En condiciones normales la presión en la aorta es mucho mayor que en la arteria pulmonar, pero cuando el conducto arterioso persiste existe un escape de flujo desde la aorta hacia la arteria pulmonar lo que provoca un aumento de la presión arterial pulmonar (hipertensión arterial pulmonar) y la consecuente disminución de la presión aórtica como se observa en la figura 10 obtenida con nuestro modelo.

Referencias

1. Antoine Pironet, Thomas Desaive, Pierre C. Dauby, J. Geoffrey Chase & Paul D. Docherty. (2015). Parameter Identification Methods in a Model of the Cardiovascular System. IFAC-PapersOnLine. Volume 48, Issue 20, Pages 366-371.
2. Keshavarz-Motamed Z, Edelman E, Motamed P et al. (2015). The role of aortic compliance in determination of coarctation severity: Lumped parameter modeling, in vitro study and clinical evaluation, J Biomech 48 (16):4229–4237..
3. González Rojas K, Santana Jiménez EÁ, Sotelo Orozco A, García Ortega M de J, Cárdenas Valdez JR. Modelado Matemático del sistema cardiovascular. Revista Aristas: Ciencia Básica y Aplicada [Internet]. 2016;5(9). Disponible en: http://fcqi.tij.uabc.mx/usuarios/revistaaristas/numeros/N9/NE/97-101.pdf.
4. Audebert Chloé, Petru Bucur, Eric Vibert, Jean-Frédéric Gerbeau & Irene Vignon-Clementel (2015). Closed loop cardiovascular system model and partial hepatectomy simulation. 4th International Conference on Computational and Mathematical Biomedical Engineering - CMBE, Jun, Cachan, France.
5. Gómez Pérez Katerina, D' Alessandro Martínez Antonio & Ángela Chikhani. (2016) MOOC: Comportamiento mecánico del Sistema Cardiovascular. 14th LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education, and Technology: "Engineering Innovations for Global Sustainability", 20-22 July, San José, Costa Rica.
6. Ryu J, Hu X, Shadden S. (2015). A coupled lumped parameter and distributed network model for cerebral pulse-wave hemodynamics, J Biomech Eng 137 (10):2655–2666, 2015.
7. Frolov S.V., Sindeev S.V. (2017). A lumped parameter model of cardiovascular system with pulsating heart for diagnostic studies. Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 17, No. 5, 1750056 (21 pages).
8. Naik, Ketan. (2017). Mathematical Modeling of Human Cardiovascular System: A Lumped Parameter Approach and Simulation. International Journal of Mathematical, Computational, Physical, Electrical and Computer Engineering. 11. 73-84
9. Abdi M, Karimi A, Navidbakhsh M et al., (2015). A lumped parameter mathematical model to analyze the effects of tachycardia and bradycardia on the cardiovascular system, Int J Numer Model Electron Netw, Devices Fields 28(3):346–357.
10. Gómez Pérez Katerina, D' Alessandro Martínez Antonio, Ángela Chikhani (2016). MOOC: Capacitación de docentes para reconocer las similitudes entre los modelos cardiovasculares con los sistemas hidráulicos y eléctricos.http://acceso.virtualeduca.red/documentos/ponencias/puerto-rico/1320-b68c.pdf.